

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Информационные системы в металлургии / Н.А. Спирин, Ю.В. Ипатов, В.И. Лобанов, В.А. Краснобаев, В.В. Лавров, В.Ю. Рыболовлев, В.С. Швыдкий, С.А. Загайнов, О.П. Онорин. – Екатеринбург: Уральский государственный технический университет – УПИ, 2001. – 617 с.
2. Дмитриев А.Н., Шумаков Н.С., Леонтьев Л.И., Онорин О.П. Основы теории и технологии доменной плавки. – Екатеринбург: УрО РАН, 2005. – 548 с.
3. Дмитриев А.Н. Математическое моделирование двумерных процессов в доменной печи // Вычислительные методы и программирование. – 2004. – Т. 5. – С. 252–267.
4. Китаев Б.И., Ярошенко Ю.Г., Суханов Е.Л. и др. Теплотехника доменного процесса. – М.: Металлургия, 1978. – 248 с.
5. Воскобойников В.Г., Кудрин В.А., Якушев А.М. Общая металлургия. – М.: Металлургия, 1998. – 768 с.

Поступила 10.09.2009 г.

УДК 004.942:616.12-07

ИМИТАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МИОКАРДА

Н.М. Федотов, С.В. Жарый, А.А., Шелупанов, А.И. Петш*, А.С. Коблош

Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники

*Сибирский государственный медицинский университет, г. Томск

E-mail: fmobile@rambler.ru

Разработаны программы топической диагностики для селективной абляции аритмогенных зон. Диагностика производится путем анализа результатов имитационного моделирования, которые представляют собой визуализированные процессы электрической активности миокарда на синтезированных моделях трехмерных поверхностей внутренних структур камер сердца. Моделирование осуществляется по данным ограниченного набора экспериментальных точек, вычисленных с помощью системы локализации электродов. Результаты представляются во временной: динамические и статические карты последовательности активации миокарда, расположенные на поверхности модели миокарда, с контролем уровня активности миокарда по амплитуде регистрируемых сигналов, и в частотной областях: картограмма распределения доминантных частот. Проведена проверка применимости программ в клинической практике.

Ключевые слова:

Аритмия, топическая диагностика, имитационное моделирование, селективная абляция.

Key words:

Arrhythmia, topical diagnostics, simulation modeling, selective ablation.

Точные механизмы, лежащие в основе сложных форм аритмий, остаются неясными, несмотря на активные исследования в данной области. Проводится компьютерное моделирование, направленное на изучение особенностей взаимодействия электрических волн фибрилляции со сложными трехмерными структурами предсердий [1, 2]. В некоторых исследованиях [3, 4] при применении картирования высокого разрешения распространения волны возбуждения анализировались продолжительные эпизоды фибрилляции предсердий по временным и частотным характеристикам, и было показано, что распространение возбуждения во время фибрилляции предсердий не является хаотичным, а имеет высокую степень пространственно-временной периодичности. А это значит, что непрерывность фибрилляции предсердий может зависеть от постоянной активности небольшого числа локальных областей с собственным автоматизмом и взаимодействием распространяющихся волн возбуждения в предсердии.

Высокая активность исследований приводит к постоянному совершенствованию тактических

подходов к лечению сложных форм аритмий сердца методом катетерной абляции. В последнее время наряду с традиционными методами поиска зон патологической активности и нарушений проводимости миокарда, основанными на фронтовом характере распространения возбуждения по поверхности миокарда и на измерении интервалов активации миокарда относительно опорных зон, активно исследуются иные методы, к примеру, основанные на исследовании спектральных характеристик электрических сигналов возбуждения миокарда [5, 6] или методы, связанные со стимуляцией парасимпатической нервной системой [7, 8].

Типичная технология лечения аритмий заключается в создании обширных линейных повреждений в предсердиях методом катетерной абляции вокруг коллекторов легочных вен с зонами линейной абляции, в области крыши левого предсердия и по задней стенке между коллекторами легочных вен для блокировки путей распространения фронта возбуждения. Обширные повреждения хотя и эффективно излечивают многие формы аритмий, но приводят повышению риска появления ослож-

нений и приводят к увеличению дозы облучения во время рентгеноскопии до недопустимых значений. Снижение негативных моментов возможно при **селективной абляции аритмогенных зон** [9, 10], что требует решения задач по разработке методов и критериев прецизионного поиска зон патологической активности миокарда.

Технологическая база для лечения сложных форм аритмий совершенствуется разработкой аппаратуры нерентгеноскопической визуализации инструмента в пространстве виртуальных моделей камер сердца [11]. Для персонала электрофизиологической лаборатории необходимо, чтобы аппаратура предоставляла возможность визуализации информации в различных режимах, чтобы можно было выбрать при необходимости наиболее информативный метод визуализации электрической активности, в соответствии с выбранной тактикой лечения. В настоящий момент представленные на рынке медицинские комплексы не в полной мере соответствуют указанным требованиям.

Целью работы является разработка математического аппарата и программы топической диагностики аритмогенных зон путем имитационного моделирования и визуализации процессов электрической активности миокарда на синтезированных моделях трехмерных поверхностях внутренних структур камер сердца.

Для достижения поставленной цели необходимо создание алгоритмов построения трехмерных моделей сердца в реальном времени по наборам экспериментальных точек с координатами электрода при обследовании камеры сердца, привязанных к конкретному пациенту, решение задач топической диагностики с помощью алгоритмов интерполяции времени активации и амплитуды в пространстве модели и определение параметров спектрального анализа электрограмм для поиска аритмогенных участков по распределению доминантных частот. В качестве среды программирования выбран пакет Turbo Delphi Explorer.

Для синтеза моделей трехмерных поверхностей внутренних структур камер сердца используются данные клинической системы локализации Биоток-3D в виде последовательности точек с координатами электрода. Для построения модели достаточно ограниченного набора экспериментальных точек. Модель представляет собой триангулированную трехмерную поверхность, состоящую из множества узлов и граней. Для построения модели используется метод степеней обратных расстояний – на этапах искажения модели и окончательного выравнивания. Подробно метод представлен в статье [12]. Достоинством метода является то, что он позволяет строить вогнутые поверхности и имеет низкую вычислительную сложность. Суть метода заключается в следующем: первоначально запоминается последовательность позиций электрода с координатами, принадлежащими внутренней поверхности камеры сердца, инициализируется исходная

замкнутая поверхность в виде набора точек, образующих треугольники на поверхности сферы. Производится нормирование координат, для чего вычисляются среднее значение координат исходного набора точек в трехмерном пространстве и максимальное расстояние от него до всех точек набора.

Далее происходит приближение методом степеней обратных расстояний:

$$\bar{V}_j = \frac{\sum_i \bar{V}_{ij} \cdot \delta_i}{\sum_i \frac{1}{r_{ij}^k + \varepsilon}},$$

где \bar{V}_j – вектор смещения j -й точки сетки; k – степенной коэффициент расстояния между точками r_{ij} (экспериментально определено значение, равное 8); ε – малая величина для предотвращения ошибок типа деления на ноль; \bar{V}_{ij} – вектор между j -й точкой сетки и i -й точкой исходного набора; r – расстояние между j -й точкой сетки и i -й точкой исходного набора $r = |\bar{V}_{ij}|$ (длина вектора \bar{V}_{ij}); δ_i – плотность – величина, характеризующая плотность точек исходного набора, для i -й точки исходного набора.

$$\delta_i = \frac{1}{\sum_k \frac{1}{|S_i - S_k|^2 + 1}},$$

где S_i и S_k – координаты i -й и k -й точек исходного набора.

После выполнения этапа основного приближения производится второй этап приближения для окончательного выравнивания сетки для обеспечения условия прохождения поверхности через все исходные точки (рис. 1). Этап предварительной обработки требует $\Theta(n)$ операций, а этап последовательного приближения $\Theta(nm)$, где n – число исходных точек, m – число точек сетки (число точек сетки должно быть в несколько раз больше числа исходных точек). Эффективность метода обеспечивается включением этапа нормирования. Если не выполнять этап нормирования, то процедура приближения может потребовать несколько десятков циклов приближения, что требует значительных вычислительных ресурсов.

Исходная сетка состоит из равномерных треугольников, но после натягивания сетки на запомненные точки пространства часть треугольников сильно вытягивается, что может сказаться не лучшим образом на точности последующей операции по интерполяции сигналов возбуждения миокарда. Поэтому на последнем этапе проводится дополнительная триангуляция с целью приближения к равноугольности элементов сетки.

Часть узлов поверхности связана точками трехмерного пространства, которые соответствуют позициям электрода и были определены с помощью системы локализации Биоток-3D. В этих точках определены также характеристики миокарда: амплитуды

да сигнала, время активации, частота основной гармоники параметры механической активности, соответствующие сократительным возможностям миокарда (основной параметр: максимальная скорость сокращения).

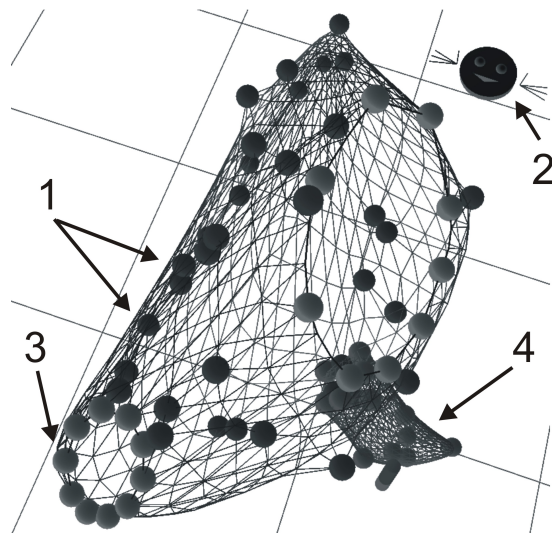


Рис. 1. Сеточная модель камер сердца: 1) точки исходного набора; 2) значок ориентации модели в пространстве; 3) добавленные точки для формирования отверстия; 4) дополнительный объект

Прецизионный поиск источников аритмий для осуществления метода селективной абляции возможен путем моделирования времени активации миокарда на созданных трехмерных поверхностях. Моделирование заключается в создании визуальной имитации движения фронта волны возбуждения по поверхности модели, путем закрашивания триангулированной поверхности по определенному алгоритму. Моделирование может быть произведено с применением известных методов на основе уравнения диффузии, бидоменной модели или с использованием технологии клеточных автоматов. Все пе-

речисленные методы в большей степени ориентированы на изучение свойств автоволновых процессов в возбудимых средах и имеют значительную вычислительную сложность [13].

Особенностью применяемого метода является использование данных по измерениям интервалов активации, полученных в ходе операции одновременно с запоминанием соответствующих позиций электрода в трехмерном пространстве. В такой ситуации для определения времени активации в узлах, не принадлежащих запомненным точкам, более предпочтительны волновые алгоритмы или алгоритмы интерполяции. Окончательный выбор, исходя из предпочтения разработчиков программы, сделан в пользу алгоритма интерполяции по узлам сетки относительного времени активации миокарда измеренного в запомненных точках. Визуализация имитации движения фронта возбуждения осуществляется в статическом и динамическом режимах. Для лучшего восприятия электрофизиологом процесса последовательности возбуждения в миокарде скорость движения и ширина фронта волны активации миокарда не соответствуют реальным. Точность формирования последовательности возбуждения зависит как от количества введенных данных (точек с указанием времени возбуждения), так и от точности предоставления этих данных.

Так как миокард может содержать поврежденные участки, производится анализ амплитуды сигнала в запомненных точках, по результатам которого производится коррекция алгоритма интерполяции, и поврежденные участки выключаются из прохождения по ним волн возбуждения.

Функции статического (рис. 2, а) и динамического (рис. 2, б) отображения распространения фронта волны электрического возбуждения в миокарде необходимы для индикации областей аномальной активности, а также для наблюдения за результатами проведенного вмешательства.

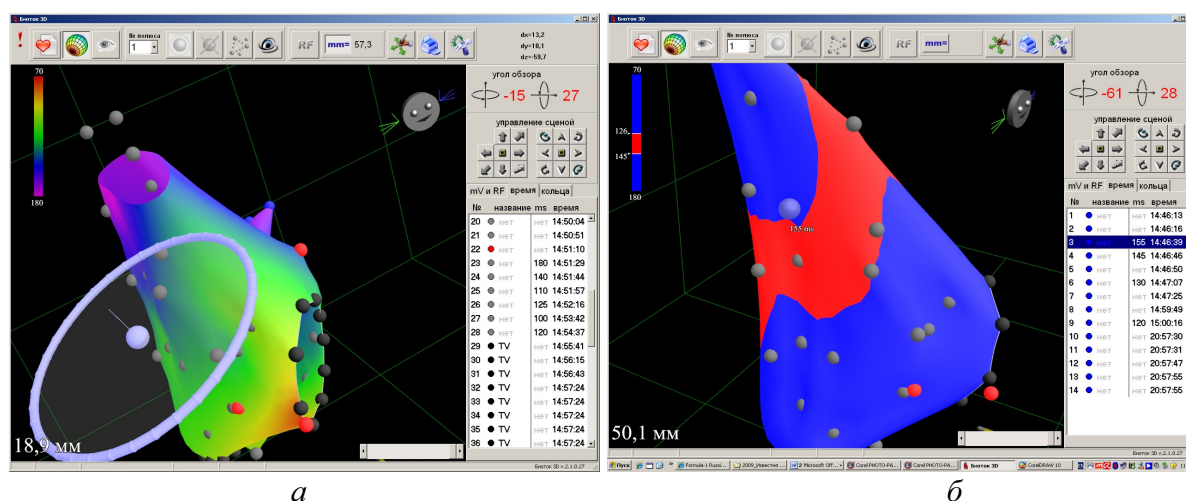


Рис. 2. Работа программы топической диагностики при визуализации моделей во временной области: а) активность визуализируется в градациях цветового спектра; б) динамический режим имитации движения фронта возбуждения

Функция статического отображения распространения фронта волны электрического возбуждения использует цветовую индикацию времени активации в градациях от фиолетового до красного. Функция динамического отображения позволяет наблюдать нюансы распространения фронта волны электрического возбуждения.

Альтернативным путем решения задачи по обеспечению селективной абляции аритмогенных зон является технология спектрального анализа электрограммы миокарда с поиском доминантных частот [8–10]. Доминантная частота определяется как максимальная гармоника в спектре сигнала электрокардиограммы, вычисленного в заданной полосе частот. Предполагается, что значение доминантной частоты является определяющим критерием при дифференциации зон миокарда. Для клинической реализации данной технологии требуется создание программы топической диагностики аритмогенных зон путем имитационного моделирования с визуализацией результатов на синтезированных моделях трехмерных поверхностей внутренних структур камер сердца, представляющих собой, в конечном счете, картограммы распределения доминантных частот. В первую очередь анализу подвергаются результаты регистрации потенциалов миокарда в области предсердий, так как они, в первую очередь, являются носителями зон миокарда с патологической активностью.

Из предварительного анализа состояния проблемы по литературным источникам установлено, что диагностически информативным является спектр частот в полосе от 0 до 15 Гц для пациентов

с постоянной формой мерцаний или фибрилляции. Абляция в данном случае проводится до снижения доминантной частоты ниже 5...6 Гц. Для наглядности на рис. 3 приведен пример эффективности процедуры абляции с контролем доминантной частоты (DF). В примере представлены вычисления спектра электрокардиограммы из левого предсердия до (а) и после (б) процедуры абляции. Вычисление спектра выполнялось на участках длительностью 60 с. После процедуры абляции произошло снижение доминантной частоты DF.

В целях повышения оперативности и снижения вычислительных затрат для определения спектральных характеристик электрокардиограмм выбран диапазон от 1 до 16 Гц и временным отрезком от 1 до 50 с. Исходные данные имеют частоту дискретизации 2000 Гц. Сигнал проходит предварительную обработку полосовым фильтром с полосой пропускания 3...15 Гц на уровне –3 дБ. Спектр вычисляется с помощью преобразования Фурье с разрешением от 0,025 до 1 Гц в диапазоне частот от 1 до 16 Гц:

$$X_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi k \frac{n}{N}},$$

где X_k — элемент последовательности выходных данных; N — размер вектора последовательности входных данных произвольной длины; x_n — элемент последовательности входных данных.

Для повышения достоверности определения доминантной частоты в качестве порогового критерия важности вводится безразмерная величина — индекс интенсивности, определяемый по формуле:

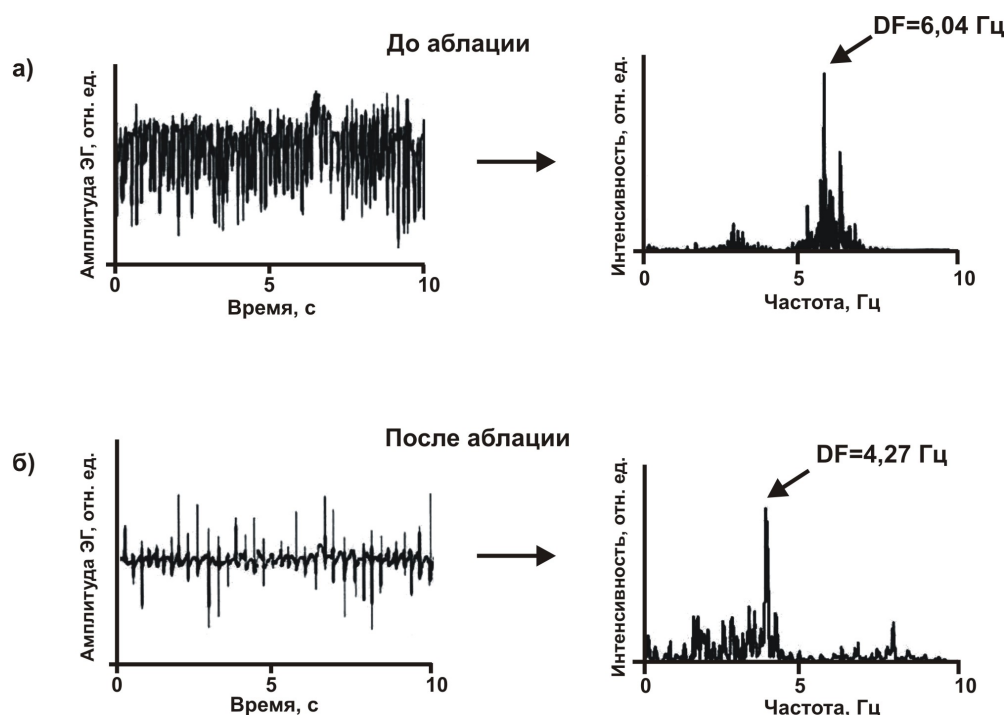


Рис. 3. Демонстрация эффекта процедуры абляции с контролем доминантной частоты (DF). Использованы материалы [9]

$$R_i = \frac{P_i}{P},$$

где P_i — мощность сигнала на доминантной частоте и в ее окрестности $\pm 0,75$ Гц; P — полная мощность в диапазоне частот от 1 до 16 Гц.

Частоты с индексом интенсивности более 0,2 могут рассматриваться как претенденты на доминантную частоту. Форма представления результатов спектрального анализа в локальной точке показана на рис. 4.

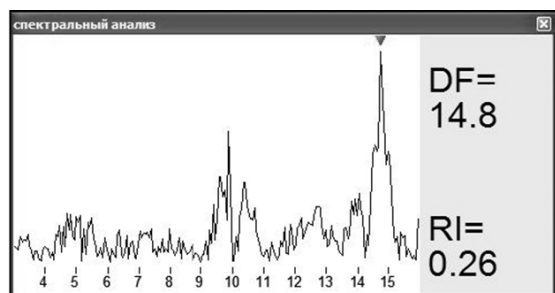


Рис. 4. Окно вывода результатов спектрального анализа

Описанная методика не пригодна для проведения исследований на синусовом ритме. В данном случае информативным является спектр в полосе от 0 до 500 Гц с последующей аблацией в зоне до исчезновения в спектре сигнала гармоник выше 80 Гц [8]. Для данного случая предусмотрен режим спектрального анализа в полосе частот до 500 Гц. Интервал анализа сокращен и находится в диапазоне от 2 до 8 с. Для ускорения процедуры используется быстрое преобразование Фурье; интервалы анализа выбираются из условия кратности степени 2.

Разработанная программа была использована в клиническом исследовании по применению частотного картирования при аблации фибрилляции предсердий (ФП) [12]. В данном исследовании произведена оценка изменения частотного спектра ФП при стимуляции парасимпатической нервной системы и возможности использования их для определения тактики при катетерной аблации ФП.

Исследование проведено у 23 пациентов (18 с пароксизмальной ФП, 5 — с постоянной формой ФП) без выраженной органической патологии сердца. Средний возраст 53 ± 9 лет (40–65 лет), объем левого предсердия 82 ± 17 мл. Давность аритмии у пациентов с постоянной ФП не более 2 лет. Контрольную группу составили 5 пациентов с аритмиями из левого предсердия, у которых в ходе операции удалось спровоцировать искусственную ФП. Стимуляция парасимпатических ганглиев проводилась в верхней полой вене на фоне ФП с частотой 20 Гц в течение 8...16 с. Регистрировали частотный спектр за 8 и 16 с в режиме реального времени до и при стимуляции парасимпатической нервной системы в левом предсердии (между верхней и нижней легочными венами, в области крыши) и коронарном синусе.

Результаты представлены в таблице: стимуляция парасимпатических ганглиев у пациентов с пароксизмальной ФП увеличивает частоту ФП; достоверные изменения частотного спектра происходят при стимуляции в зоне близкой к парасимпатическим ганглиям; при постоянной форме ФП частотная реакция на вегетативную стимуляцию отсутствует. Данные результаты свидетельствуют о том, что изменение частотного спектра при вагусной стимуляции показывает ведущую роль вегетативной нервной системы в возникновении ФП. В этом случае целесообразно проведение кардионейроаблации. При отсутствии реакции на стимуляцию целесообразно добиваться уменьшения критической площади предсердия для устранения аритмии.

Таблица. Результаты измерений доминантной частоты в области верхней правой легочной вены (ВПЛВ), левого предсердия (ЛП), коронарного синуса (КС)

Область измерения	Контрольная группа (n=5)		Пароксизмальная ФП (n=18)		Постоянная ФП (n=5)	
	Исход, Гц	Стимуляция, Гц	Исход, Гц	Стимуляция, Гц	Исход, Гц	Стимуляция, Гц
ВПЛВ	$11,1 \pm 3,4$	—	$8,4 \pm 3,5$	$15,1 \pm 2,8$	$12,8 \pm 2,1$	$13,1 \pm 1,8$
ЛП	$9,2 \pm 3,1$	—	$9,4 \pm 2,7$	$10,5 \pm 3,1$	$11,4 \pm 3,5$	$12,2 \pm 3,8$
КС	$7,8 \pm 2,6$	—	$7,3 \pm 3,1$	$8,1 \pm 2,3$	$9,4 \pm 2,9$	$9,6 \pm 1,8$

Работа комплекса с программами топической диагностики при функционировании в режимах поиска и визуализации аритмогенных зон в частотной области проиллюстрирована на рис. 5. На рис. 5, а, представлено рабочее окно программы визуализации электрограмм с включенным режимом определения доминантной частоты по электрограмме из левого предсердия, взятого с дистальной пары аблационного электрода, на фоне синусового ритма, а на рис. 5, б, — рабочее окно системы навигации с анатомической биатриальной картой. Карта раскрашивается в разные цвета в соответствии с распределением основной гармоники доминантной частоты.

Дальнейшие исследования связаны с поиском новых критериев селективной аблации, основанных на картировании электрической активации миокарда и одновременной регистрации и анализом механического движения миокарда. Такие исследования основаны на том, что с помощью внутрисердечного катетера можно получить информацию не только об электрических, но и о механических процессах. Данная технология апробована с помощью комплекса локации электродов эндокардиальных катетеров Биоток [11], позволяющего регистрировать траекторию локального участка миокарда посредством измерения координат электрода, примыкающего к этому участку. Выделение типов траекторий движения и их скоростных показателей является возможным и даст дополнительную информацию к динамическим активационным и

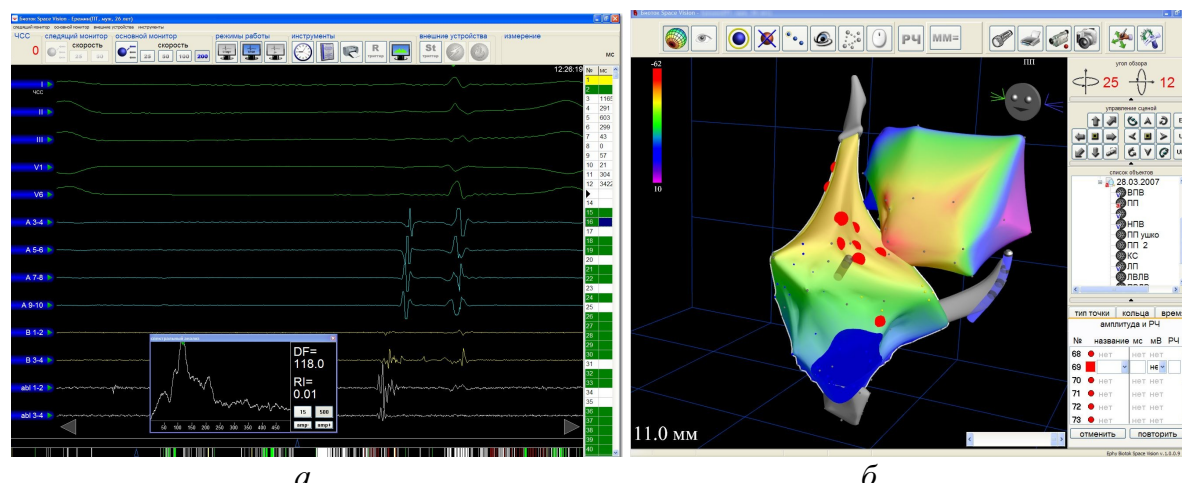


Рис. 5. Режимы работы программ топической диагностики в частотной области у пациента с хронической ФП: а) рабочее окно программы визуализации электрокардиограмм с окном графического представления спектрограммы по выбранному для анализа каналу; б) рабочее окно программы визуализации моделей камер сердца, с поверхностями, окрашенными в соответствии с распределением доминантных частот; точками на поверхности модели обозначены места абляции

потенциальным картам. Могут быть идентифицированы потенциально аритмогенные области изначально пассивного движения миокарда, а также зоны с большой задержкой между возбуждением и сокращением [14].

Выводы

На основе объектно-ориентированной среды программирования Turbo Delphi Explorer и алгоритмов имитационного моделирования процессов возбуждения в миокарде создано программное обеспечение для осуществления топической диагностики и селективной абляции аритмогенных источников. Программное обеспечение интегрировано в систему локализации Биоток-3D. Данные системы локализации Биоток-3D используются для построения трехмерных моделей камер сердца. Результаты имитацион-

ного моделирования представляются во временной и частотной областях. Визуализация результатов во временной области представляется в виде динамических и статических карт последовательности активации миокарда, изображаемых на поверхности модели миокарда, причем при построении карт активации учитываются амплитудные значения регистрируемых сигналов. В частотной области результаты представляются в виде картограмм распределения доминантных частот. Предусмотрены возможности для включения в программу результатов поиска аритмогенных областей основанных на скоростных показателях сократимости миокарда.

Программы имитационного моделирования прошли успешную клиническую проверку в ряде медицинских центров аритмологического профиля РФ при лечении сложных форм аритмий сердца.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Fast V.G., Kleber A.G. Cardiac tissue geometry as a determinant of unidirectional conduction block: Assessment of microscopic excitation spread by optical mapping in patterned cell cultured and in a computer model // *Cardiovasc. Res.* – 1995. – V. 29. – P. 697–707.
2. Fast V.G., Kleber A.G. Block of impulse propagation at an abrupt tissue expansion: Evaluation of the critical strand diameter in 2- and 3-dimensional computer models // *Cardiovasc. Res.* – 1995. – V. 30. – P. 449–459.
3. Skanes A.C., Mandapati R., Berenfeld O., et al. Spatiotemporal periodicity during atrial fibrillation in the isolated sheep heart // *Circulation.* – 1998. – V. 98. – P. 1236–1248.
4. Mandapati R., Skanes A., Chen J., et al. Stable microreentrant sources as a mechanism of atrial fibrillation in the isolated sheep heart // *Circulation.* – 2000. – V. 101. – P. 194–199.
5. Oral H., Scharf C., Chugh A., et al. Catheter ablation for paroxysmal atrial fibrillation – Segmental pulmonary vein ostial ablation versus left atrial ablation // *Circulation.* – 2003. – V. 108. – P. 2355–2360.
6. Dilling-Boer D., Van der Merwe N., Adams J., et al. Ablation of focally induced atrial fibrillation: Selective or extensive? // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* – 2004. – V. 15. – P. 200–205.
7. Офёркин А.И., Федотов Н.М., Жарый С.В. и др. Использование частотного картирования при абляции фибрилляции предсердий [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.bakulev.ru/files/events/2mx8xH6eaB/programm-070616.pdf>. – 25.10.2009.
8. Pachon J.C., Pachon E.I., Pachon J.C., et al. «Cardioneuroablation» – new treatment for neurocardiogenic syncope, functional AV block and sinus dysfunction using catheter RF-ablation // *Eurpace.* – 2005. – V. 7. – P. 1–13.
9. Sanders P., Berenfeld O., Hocini M., et al. Spectral analysis identifies sites of high frequency activity maintaining atrial fibrillation in humans // *Circulation.* – 2005. – V. 112. – P. 789–797.
10. Lemola K., Ting M., Gupta P., et al. Effects of Two Different Catheter Ablation Techniques on Spectral Characteristics of Atrial Fibrillation // *J. Amer. Coll. Cardiol.* – 2006. – V. 48. – P. 340–348.
11. ТУ 9444-005-42371130-2007. Комплекс трехмерной локализации электродов эндокардиальных катетеров «Биоток».

12. Федотов Н.М., Жарый С.В., Оферкин А.И., Шелупанов А.А. Методы построения и визуализации трехмерных моделей по конечному множеству точек для систем внутрисердечной навигации // Вестник Сибирского государственного аэрокосмического университета. Специальный выпуск «Системная интеграция и безопасность». – Красноярск, 2006. – С. 24–28.
13. Андреев С.Ю., Кочегуров В.А. Алгоритмы интраоперационного моделирования динамики возбуждения предсердий // Сибирский журнал индустриальной математики. – 2005. – Т. 8. – Вып. 2. – С. 3–11.
14. Klemm H.U., Franzen O., Ventura R., Willems S. Catheter Based Simultaneous Mapping of Cardiac Activation and Motion: A Review // Indian Pacing Electrophysiol. J. – 2007. – V. 7. – № 3. – P. 148–159.

Поступила 21.10.2009 г.

УДК 004.932.2

ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВЕЙВЛЕТОВ

Д.В. Сидоров, А.Н. Осокин, Н.Г. Марков

Томский политехнический университет
E-mail: rauco@tpu.ru

Исследована эталонная метрика оценки качества изображений CW-SSIM на основе комплексных вейвлетов. Предложены эталонные метрики AWS и fAWS, являющиеся модифицированными версиями CW-SSIM метрики и дающие более адекватную оценку качества изображений.

Ключевые слова:

Комплексное вейвлет-преобразование, эталонная метрика оценки качества изображений.

Key words:

Complex wavelet transform, full-reference image quality metric.

Введение

Последние несколько десятилетий характеризуются резким ростом использования цифровых видеотехнологий: цифровое телевидение, цифровые охранные системы видеонаблюдения, видеоконференции через Интернет, оцифровка и реставрация старых видеопленок, восстановление поврежденных видеофайлов, выделение и удаление посторонних шумов на изображениях, осветление затемненных изображений и т. д. Хотя в области обработки изображений и видео последовательностей достигнуты большие успехи, существует ряд нерешенных до конца проблем, одной из которых является проблема адекватной оценки качества изображений.

Особенно актуальна проблема оценки качества изображений при разработке различных алгоритмов обработки изображений, т. к. зачастую перед финальным тестированием и сравнением с аналогичными решениями нужно провести ряд исследований и экспериментов по настройке и оптимизации разрабатываемого алгоритма. Например, при разработке алгоритмов сжатия с потерями как статических, так и динамических изображений нужно определить насколько отброшенная информация является существенной при восприятии [1, 2]. Известно, что самым надежным способом получения оценки качества изображений является использование экспертного подхода, но его применение требует большого количества людей и времени,

особенно в случае большого количества оцениваемых изображений [3]. Эффективным решением уменьшения трудоемкости и времени получения оценки качества является применение объективных (математических) метрик, дающих максимально приближенную к экспертному подходу оценку качества изображений. Под метрикой (в обработке изображений) будем понимать функцию, определяющую расстояние от оцениваемого изображения до эталонного или идеального изображения в пространстве изображений [2].

В современной литературе описано достаточно большое количество объективных метрик, которые можно разделить на три класса [2]:

- Эталонные (*full-reference, FR*) – предполагают наличие исходного изображения, которое рассматривается как опорное или эталонное изображение при сравнении, т. к. оно не зашумлено и имеет идеальное качество.
- Неэталонные (*no-reference, NR*) – предполагают, что в процессе получения оценки качества изображения опорное или эталонное изображение отсутствует. Такие метрики являются самыми сложными в реализации и зачастую ориентированы на конкретный вид искажения.
- Псевдоэталонные (*reduced-reference, RR*) – предполагают, что некоторая часть информации об эталонном изображении присутствует вместе с зашумленным изображением, причем количество этой информации значительно ме-